

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 08-094517

(43)Date of publication of application : 12.04.1996

(51)Int.Cl.

G01N 21/27

G01N 21/49

(21)Application number : 06-228253

(71)Applicant : HAMAMATSU PHOTONICS KK

(22)Date of filing : 22.09.1994

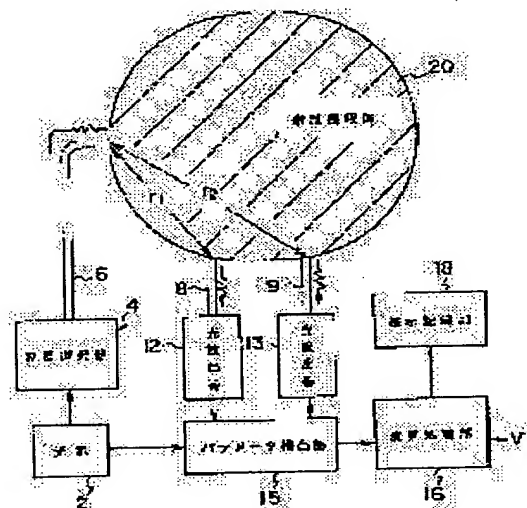
(72)Inventor : TSUCHIYA YUTAKA

(54) CONCENTRATION MEASURING METHOD AND DEVICE FOR ABSORPTION COMPONENT OF SCATTERING ABSORPTION BODY

(57)Abstract:

PURPOSE: To measure the change of concentration with time and the spatial distribution of the concentration by making plural predetermined wavelength rays with equal scattering coefficients irradiate a scattering absorption body with various shapes, obtaining predetermined wavelength ray light amount at a ray detecting position and an average flight distance, and processing the concentration of a specified absorption component.

CONSTITUTION: Pulse rays with different wavelength . 1, . 2 emitted from a light source 2 such as a laser diode or the like are selected by a wavelength selector 4 based on wavelengths, and irradiate the surface of a scattering absorption body 20 being an object to be measured via a ray guide 6. The rays diffused and transmitted inside the scattering absorption body 20 are accepted by ray guides 8, 9 set at positions of distances . 1, . 2 from a ray incident position, ray signals are converted to electrical signals by ray detectors 12, 13 so as to output ray detection signals. A parameter detection portion 15 detects the light amount and an average flight distance from the respective ray detection signals. A processing portion 16 process the concentration V of absorption components based on parameter values obtained at the detection portion 15, and the processed result is displayed or recorded in a display record portion 18.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

23.07.1996

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

2780935

[Date of registration]

15.05.1998

[Number of appeal against examiner's decision
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2000 Japanese Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-94517

(43) 公開日 平成8年(1996)4月12日

(51) Int.Cl.⁶

G 0 1 N 21/27
21/49

識別記号

B
Z

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数11 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願平6-228253

(22) 出願日 平成6年(1994)9月22日

(71) 出願人 000236436

浜松ホトニクス株式会社
静岡県浜松市市野町1126番地の1

(72) 発明者 土屋 裕

静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ
トニクス株式会社内

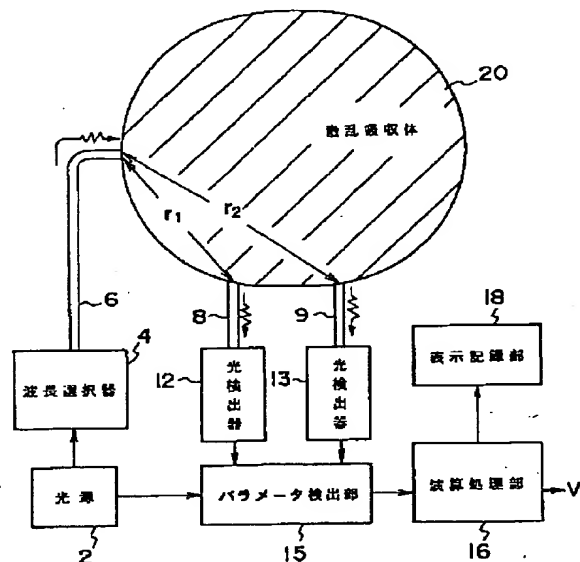
(74) 代理人 弁理士 長谷川 芳樹 (外3名)

(54) 【発明の名称】 散乱吸収体の吸収成分の濃度計測方法及び装置

(57) 【要約】

【目的】 散乱吸収体内部の特定吸収成分の濃度や絶対値などの計測を実現し、その計測精度を大幅に改善するとともに、さらにはそれらの時間変化や空間分布を計測する。

【構成】 測定対象である散乱吸収体20に対して散乱係数が等しいか又は等しいと見做せる2種類以上の所定波長の光を入射し、散乱吸収体20の内部を拡散伝搬した所定波長の光を光入射位置と異なる1種類以上の光検出位置で検出して光検出信号を取得し、光検出信号に基づいて所定波長の入射光に対する前記光検出位置での光量及び平均飛行距離を出し、光量、平均飛行距離、および前記2種類以上の所定波長の光に対する吸収成分の単位濃度当たりの吸収係数の差に関する所定の関係から特定吸収成分の濃度を演算する。



第1実施例の装置の構成

【特許請求の範囲】

【請求項1】 測定対象である散乱吸収体に対して散乱係数が等しいか又は等しいと見做せる2種類以上の所定波長の光を入射し、

前記散乱吸収体の内部を拡散伝搬した前記所定波長の光を前記光入射位置と異なる1種類以上の光検出位置で検出して、光検出信号を取得し、

前記光検出信号に基づいて、前記所定波長の入射光に対する前記光検出位置での光量及び平均飛行距離を検出し、

前記光量、前記平均飛行距離、および前記2種類以上の所定波長の光に対する吸収成分の単位濃度当たりの吸収係数の差に関する所定の関係から、特定吸収成分の濃度を演算処理する、

ことを特徴とする散乱吸収体の吸収成分の濃度計測方法。

【請求項2】 前記所定波長の光はパルス光である、ことを特徴とする請求項1記載の散乱吸収体の吸収成分の濃度計測方法。

【請求項3】 前記所定波長の光は所定周波数の正弦波変調光であり、

前記特定吸収成分の濃度の演算に用いる前記光量は前記光検出信号に含まれる前記所定周波数成分の信号の振幅であり、

さらに、前記平均飛行距離は前記所定周波数成分の信号の位相遅れから算出される、

ことを特徴とする請求項1記載の散乱吸収体の吸収成分の濃度計測方法。

【請求項4】 前記所定波長の光は所定周波数の正弦波変調光であり、

前記特定吸収成分の濃度の演算に用いる前記光量は前記光検出信号の直流成分であり、

さらに、前記平均飛行距離は前記所定周波数成分の信号の位相遅れから算出される、

ことを特徴とする請求項1記載の散乱吸収体の吸収成分の濃度計測方法。

【請求項5】 前記所定波長の光は所定の繰り返し周波数の変調光であり、

前記特定吸収成分の濃度の演算に用いる前記光量は、前記光検出信号に含まれる前記所定の繰り返し周波数、あるいはその整数倍の周波数成分の信号の振幅であり、

さらに、前記平均飛行距離は前記所定の繰り返し周波数あるいはその整数倍の周波数成分の信号の位相遅れから算出される、

ことを特徴とする請求項1記載の散乱吸収体の吸収成分の濃度計測方法。

【請求項6】 前記所定波長の光は所定の繰り返し周波数の変調光であり、

前記特定吸収成分の濃度の演算に用いる前記光量は、前記光検出信号の直流成分であり、

さらに、前記平均飛行距離は前記所定の繰り返し周波数あるいはその整数倍の周波数成分の信号の位相遅れから算出される、

ことを特徴とする請求項1記載の散乱吸収体の吸収成分の濃度計測方法。

【請求項7】 前記光量、前記平均飛行距離、および前記2種類以上の所定波長の光に対する吸収成分の単位濃度当たりの吸収係数の差に関する前記所定の関係は、検出光量の自然対数を吸収係数で偏微分したものが平均飛行距離に等しいことから導出される、ことを特徴とする請求項1記載の散乱吸収体の吸収成分の濃度計測方法。

【請求項8】 前記散乱吸収体の吸収成分の濃度を演算処理する前記演算処理は、

$$V = (\varepsilon_2 - \varepsilon_1)^{-1} \times [p < L_1(\lambda_1) > + (1-p) < L_1(\lambda_2) >]^{-1} \times \ln [I_1(\lambda_1) / I_1(\lambda_2)]$$

ただし、

V: 吸収成分の濃度

ε_1 : 吸収成分の波長 λ_1 の光に対する単位濃度当たりの吸収係数

ε_2 : 吸収成分の波長 λ_2 の光に対する単位濃度当たりの吸収係数

$< L_1(\lambda_1) >$: 波長 λ_1 の入射光に対する平均飛行距離

$< L_1(\lambda_2) >$: 波長 λ_2 の入射光に対する平均飛行距離

$I_1(\lambda_1)$: 波長 λ_1 の光に対する規格化検出光量

$I_1(\lambda_2)$: 波長 λ_2 の光に対する規格化検出光量

p: $0 \leq p \leq 1$ なる所定の値

で表される関係に基づいて演算処理される、

ことを特徴とする請求項1記載の散乱吸収体の吸収成分の濃度計測方法。

【請求項9】 前記散乱吸収体の吸収成分の濃度を演算処理する前記演算処理は、

$$V = (\varepsilon_2 - \varepsilon_1)^{-1} \times [p < L_1(\lambda_1) > + (1-p) < L_1(\lambda_2) > - q < L_2(\lambda_1) > - (1-q) < L_2(\lambda_2) >]^{-1} \times \ln \{ [I_1(\lambda_1) \cdot I_2(\lambda_2)] / [I_1(\lambda_2) \cdot I_2(\lambda_1)] \}$$

ただし、

V: 吸収成分の濃度

ε_1 : 吸収成分の波長 λ_1 の光に対する単位濃度当たりの吸収係数

ε_2 : 吸収成分の波長 λ_2 の光に対する単位濃度当たりの吸収係数

$< L_1(\lambda_1) >$: 波長 λ_1 の入射光に対する光検出位置 r_1 での平均飛行距離

$< L_1(\lambda_2) >$: 波長 λ_2 の入射光に対する光検出位置 r_1 での平均飛行距離

$< L_2(\lambda_1) >$: 波長 λ_1 の入射光に対する光検出位置 r_2 での平均飛行距離

$<L_2(\lambda_2)>$: 波長 λ_2 の入射光に対する光検出位置 r_2 での平均飛行距離

$I_1(\lambda_1)$: 強度 B_1 , 波長 λ_1 の入射光に対する光検出位置 r_1 での検出光量

$I_1(\lambda_2)$: 強度 B_2 , 波長 λ_2 の入射光に対する光検出位置 r_1 での検出光量

$I_2(\lambda_1)$: 強度 B_1 , 波長 λ_1 の入射光に対する光検出位置 r_2 での検出光量

$I_2(\lambda_2)$: 強度 B_2 , 波長 λ_2 の入射光に対する光検出位置 r_2 での検出光量

$p: 0 \leq p \leq 1$ なる所定の値

$q: 0 \leq q \leq 1$ なる所定の値

で表される関係に基づいて演算処理される、

ことを特徴とする請求項1記載の散乱吸収体の吸収成分の濃度計測方法。

【請求項10】 測定対象である散乱吸収体に対して散乱係数が等しいか又は等しいと見做せる2種類以上の所定波長の光を発生する光源と、前記所定波長の光を前記散乱吸収体に入射する光入射部と、

前記散乱吸収体の内部を拡散伝搬した前記所定波長の光を前記光入射位置と異なる1種類以上の光検出位置で検出して光検出信号を取得する光検出手段と、

前記光検出手段で得られた光検出信号に基づいて、前記所定波長の入射光に対する前記光検出位置での光量及び平均飛行距離を検出するパラメータ検出部と、

前記光量、前記平均飛行距離、および前記2種類以上の所定波長の光に対する吸収成分の単位濃度当たりの吸収係数の差に関する所定の関係から、特定吸収成分の濃度を演算処理する演算処理部と、

を備えることを特徴とする散乱吸収体の吸収成分の濃度計測装置。

【請求項11】 前記演算処理部は、検出光量の自然対数を吸収係数で偏微分したものが平均飛行距離に等しいことから導出される、前記光量、前記平均飛行距離、および前記2種類以上の所定波長の光に対する吸収成分の単位濃度当たりの吸収係数の差に関する前記所定の関係に基づいて前記特定吸収成分の濃度を演算処理する、ことを特徴とする請求項10記載の散乱吸収体の吸収成分の濃度計測装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、散乱係数が等しいか又は等しいと見做せる2種類以上の所定波長の光を種々の形状をした生体などの散乱吸収体に入射し、散乱吸収体の内部を拡散伝搬して表面に出てくる所定波長の光を検出して、検出位置での光量及び平均飛行距離を求め、この光量と平均飛行距離から散乱吸収体内部の特定吸収成分の濃度やその絶対値、ヘモグロビンの酸素飽和度、さらにはそれらの時間変化や空間分布などを、散乱吸収体

の形状に影響されことなく、高精度かつ非侵襲で計測することができる散乱吸収体の吸収成分の濃度計測方法及び装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 生体のような散乱吸収体内部の特定吸収成分の濃度やその絶対値、さらにはこれらの時間変化や空間分布などを、非侵襲で精密に測定したいという要請は非常に強く、現在までに連続光(CW光)や変調光(例えばパルス光、方形波光、正弦波変調光など)を用いる方法、さらに波長の異なる光を利用する方法など、種々の方法や試みがなされている。

【0003】 ところが、これらの従来技術では、生体のように種々の形をした部位、或は同じ部位でも形状に個体差がある対象物などについて、内部の特定吸収成分の濃度を正確に計測する方法や装置が、まだ十分には開発されていない。このことは、光を利用した生体の非侵襲計測の大きな問題であり、その改善が強く望まれている。

【0004】 生体などの散乱吸収体に入射された光は、散乱吸収されながら内部を拡散伝搬し、その一部が表面に出てくる。そして、散乱吸収体の外部は、普通、空気であるため、表面に出た光は自由空間を散逸する。

【0005】 散乱吸収体の内部情報計測では、上記のようにして表面に出てくる光を検出する。このとき、散乱吸収体の形状が異なると、例えば球であるか直方体であるかなどによって、表面の所定の位置に出てくる光の量や挙動が大きく異なる。

【0006】 したがって、このような計測の精度を高めるには、散乱吸収体内部の光を挙動をよく理解する必要がある。最近では、散乱吸収体内部の光の挙動はコンピュータによるモンテカルロシミュレーションで解析、実験、検討、また光拡散理論(Photon Diffusion Theory)によってある程度正確に記述、解析できることが知られている。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】 上記のように、従来は、散乱吸収体内部の光を挙動を理解するために、モンテカルロシミュレーションや光拡散理論を用いていた。

【0008】 ところが、モンテカルロシミュレーションは極めて長い計算時間が必要であり、かつ、その結果から散乱吸収体内部の特定吸収成分の濃度などを算出することができない。

【0009】 また、光拡散理論を利用する場合には、光拡散方程式を実際に解くとき、境界条件を設定する必要がある。しかし、境界条件は散乱吸収体の形状に大きく依存するため、正確な計測を行うためには、散乱吸収体の形状が異なるたびに、新たな境界条件を設定して光拡散方程式を解くが必要になる。また、境界条件をある程度正確に設定できる散乱吸収体の形状は、無限空間、半無限空間、無限円柱、無限にひろがる有限厚さの

スラブなど、極めて単純なものに限定される。この結果、形状が単純でない生体などの計測では、近似境界条件を用いることが不可欠となり、これが大きな計測誤差を生じる原因となる。

【0010】以上のように、形状の異なる散乱吸収体に対して、統一的に適用できる拡散光の取り扱い方法は未開発であり、形状の異なる散乱吸収体に対して、従来技術で統一的に内部の特定吸収成分の濃度などを正確に計測することは不可能である。

【0011】本発明は、上記の問題点を解決するため、形状の異なる散乱吸収体内部の光の挙動に関する基本的関係を新たに開示し、この関係を利用して種々の形状の散乱吸収体内部の特定吸収成分の濃度や絶対値などの計測を実現し、その計測精度を大幅に改善するとともに、さらにはそれらの時間変化や空間分布を計測することができる散乱吸収体内部の吸収成分の濃度計測方法及装置を提供することを目的とする。

【0012】

【課題を解決するための手段】本発明は、種々の形状をもつ散乱吸収体に、散乱係数が等しいか又は等しいと見做せる2種類以上の所定波長の光を入射し、光検出位置における所定波長の光の光量と平均飛行距離を求め、これらの値から、散乱吸収体の形状に影響されことなく、特定吸収成分の濃度やその絶対値を演算処理して求めるものである。

【0013】すなわち、本発明の散乱吸収体の吸収成分の濃度計測方法は、(a)散乱吸収体に対して、散乱係数が等しいか又は等しいと見做せる2種類以上の所定波長の光を入射し、(b)散乱吸収体の内部を拡散伝搬した所定波長の光を光入射位置と異なる1種類以上の光検出位置で検出して光検出信号を取得し、(c)この光検出信号を利用して、前記所定波長の入射光に対する前記光検出位置での光量及び平均飛行距離を検出し、(d)これらの光量、平均飛行距離、および2種類以上の所定波長の光に対する吸収成分の単位濃度当たりの吸収係数の差に関する所定の関係から、特定吸収成分の濃度を演算処理することを特徴とする。

【0014】ここで、所定波長の光はパルス光とすることを特徴としてもよい。さらに、所定波長の光を所定周波数の正弦波変調光とし、光量として光検出信号の直流成分、あるいは光検出信号に含まれる前記所定周波数成分の信号の振幅を用い、平均飛行距離は所定周波数成分の信号の位相遅れから算出することを特徴としてもよい。

【0015】また、所定波長の光を所定の繰り返し周波数の変調光とし、光量として光検出信号の直流成分、あるいは光検出信号に含まれる所定の繰り返し周波数あるいはその整数倍の周波数成分の信号の振幅を用い、平均飛行距離は前記所定の繰り返し周波数あるいはその整数倍の周波数成分の信号の位相遅れから算出することを特

徴としてもよい。

【0016】また、光量、平均飛行距離、および2種類以上の所定波長の光に対する吸収成分の単位濃度当たりの吸収係数の差に関する所定の関係は、検出光量の自然対数を吸収係数で偏微分したものが平均飛行距離に等しいことから導出される関係であることを特徴としてもよい。

【0017】さらに、特定吸収成分の濃度 V の演算処理は、

$$V = (\varepsilon_2 - \varepsilon_1)^{-1} \times [p < L_1(\lambda_1) > + (1-p) < L_1(\lambda_2) >]^{-1} \times \ln [I_1(\lambda_1) / I_1(\lambda_2)]$$

ただし、

ε_1 : 吸収成分の波長 λ_1 の光に対する単位濃度当たりの吸収係数

ε_2 : 吸収成分の波長 λ_2 の光に対する単位濃度当たりの吸収係数

$< L_1(\lambda_1) >$: 波長 λ_1 の入射光に対する平均飛行距離

$< L_1(\lambda_2) >$: 波長 λ_2 の入射光に対する平均飛行距離

$I_1(\lambda_1)$: 波長 λ_1 の光に対する規格化検出光量

$I_1(\lambda_2)$: 波長 λ_2 の光に対する規格化検出光量

p : $0 \leq p \leq 1$ なる所定の値

で表される関係に基づいて演算処理されることを特徴としてもよい。

【0018】また、前記の特定吸収成分の濃度 V の演算処理は、

$$V = (\varepsilon_2 - \varepsilon_1)^{-1} \times [p < L_1(\lambda_1) > + (1-p) < L_1(\lambda_2) > - q < L_2(\lambda_1) > - (1-q) < L_2(\lambda_2) >]^{-1} \times \ln \{ [I_1(\lambda_1) \cdot I_2(\lambda_2)] / [I_1(\lambda_2) \cdot I_2(\lambda_1)] \}$$

ただし、

ε_1 : 吸収成分の波長 λ_1 の光に対する単位濃度当たりの吸収係数

ε_2 : 吸収成分の波長 λ_2 の光に対する単位濃度当たりの吸収係数

$< L_1(\lambda_1) >$: 波長 λ_1 の入射光に対する光検出位置 r_1 での平均飛行距離

$< L_1(\lambda_2) >$: 波長 λ_2 の入射光に対する光検出位置 r_1 での平均飛行距離

$< L_2(\lambda_1) >$: 波長 λ_1 の入射光に対する光検出位置 r_2 での平均飛行距離

$< L_2(\lambda_2) >$: 波長 λ_2 の入射光に対する光検出位置 r_2 での平均飛行距離

$I_1(\lambda_1)$: 強度 B_1 、波長 λ_1 の入射光に対する光検出位置 r_1 での検出光量

$I_1(\lambda_2)$: 強度 B_2 、波長 λ_2 の入射光に対する光検出位置 r_1 での検出光量

$I_2(\lambda_1)$: 強度 B_1 、波長 λ_1 の入射光に対する光

検出位置 r_2 での検出光量

$I_2 (\lambda_2)$: 強度 B_2 , 波長 λ_2 の入射光に対する光
検出位置 r_2 での検出光量

p : $0 \leq p \leq 1$ なる所定の値

q : $0 \leq q \leq 1$ なる所定の値

で表される関係に基づいて演算処理されることを特徴としてもよい。

【0019】本発明の散乱吸収体の吸収成分の濃度計測装置は、(a) 散乱係数が等しいか又は等しいと見做せる2種類以上の所定波長の光を発生する光源と、(b) 所定波長の光を散乱吸収体に入射する光入射部と、

(c) 散乱吸収体の内部を拡散伝搬した所定波長の光を光入射位置と異なる1種類以上の光検出位置で検出して光検出信号を取得する光検出手段と、(d) 光検出手段で得られた光検出信号に基づいて、所定波長の入射光に対する光検出位置での光量及び平均飛行距離を検出するパラメータ検出部と、(e) 光量、平均飛行距離、および2種類以上の所定波長の光に対する吸収成分の単位濃度当たりの吸収係数の差に関する所定の関係から、特定吸収成分の濃度を演算処理する演算処理部とを備えることを特徴とする。

【0020】ここで、演算処理部は、検出光量の自然対数を吸収係数で偏微分したものが平均飛行距離に等しいことから導出される、光量、平均飛行距離、および2種類以上の所定波長の光に対する吸収成分の単位濃度当たりの吸収係数の差に関する所定の関係に基づいて特定吸収成分の濃度を演算することを特徴としてもよい。

【0021】

【作用】本発明は、形状の異なる種々の散乱吸収体に対して成立する基本関係、つまり検出位置での光量と平均飛行距離と、2種類以上の所定波長の光に対する吸収成分の単位濃度当たりの吸収係数の差、との関係に基づいて特定吸収成分の濃度を演算処理するから、散乱吸収体の形状に影響されずに、特定吸収成分の濃度を正確に計測することができる。また、特定吸収成分の濃度の時間変化や空間分布を計測することも可能になる。

【0022】また、本発明では、特定吸収成分の濃度を演算処理する際のパラメータとして、実測値から得られ

$$\begin{aligned} c t &= l = n l_s = n / \mu_s \quad \dots (1) \\ J(c t) &= B_0 A(\mu_s', t) [\exp(-\mu_a / \mu_s)]^n \\ &= B_0 A(\mu_s', t) \exp(-\mu_a l) \\ &= B_0 A(\mu_s', t) \exp(-\mu_a c t) \quad \dots (2) \end{aligned}$$

ここで、

l_s : 平均自由飛行距離で、 $l_s = 1 / \mu_s$

n : 散乱粒子との衝突回数

μ_a : 吸収係数

μ_s : 散乱係数

μ_s' : 相似原理による輸送散乱係数で、 $\mu_s' = (1 - g) \mu_s$

ただし、 g は散乱角の余弦の平均値である

る光量および平均飛行距離を用いている。これらのパラメータは、光検出位置で得られるほとんど全ての光を利用して求められるもの、つまり積分形の値であるため、高い信号対雑音比が得られ、その結果として高い計測精度が得られる。

【0023】なお、本発明では、散乱吸収体に対して散乱係数が等しいか又は等しいと見做せる2種類以上の所定波長の光を入射して計測するもので、計測値から所定の波長における吸収成分の吸収係数の差が導出され、これから特定吸収成分の濃度が求められる。この際、2種類以上の検出位置で光信号を検出すれば、波長の異なる光に対する入射光量の差が消去され、より実用的で精度の高い計測を行うことができる。

【0024】

【実施例】本発明の実施例に説明に先立ち、本発明の原理について説明する。

【0025】〔本発明の原理〕均一な散乱吸収体を考え、散乱吸収体の表面に配置した光源から発した光が散乱吸収体の内部を伝搬して、表面に置かれた光検出器で検出されるものとする。この場合、散乱吸収体の形状は、拡散光の再入射が不可能な面からなるものであれば、任意でよい。

【0026】図1は、検出された光（または光子）が散乱吸収体の内部を伝搬した飛跡の例を示す。

【0027】光は散乱粒子で散乱され、その光路はジグザグに折れ曲がる。この時、ジグザグな飛行距離 l に対してランバード・ベア則が成立し、伝搬光の強度はジグザグな飛行距離（累積距離） l に対して指数関数的に減衰する。このとき、媒体中の光速を c 、飛行時間を t とすれば、飛行距離は $l = c t$ となる。

【0028】他方、時間分解計測で得られる光検出信号の時間波形 $J(c t)$ を考えると、図2に示すように、飛行距離 l は光検出信号の時間波形 $J(c t)$ の横軸 $c t = l$ に対応する。

【0029】以上から、時刻 t に検出されたジグザグ光の飛行距離と吸収に関する下記のような重要な関係式が得られ、吸収の度合いは飛行距離 l と吸収係数 μ_a のみに関係することがわかる。つまり、

$$\dots (1)$$

B_0 : 散乱吸収体に入射される光の入射強度

$B_0 A(\mu_s', t)$: 吸収がない場合、つまり $\mu_a = 0$ のときの光検出信号

である。またここで、 $1 \gg l_s$ であり、 $A(\mu_s', t)$ は散乱の影響を表す。

【0030】つぎに、上記の関係から散乱吸収体内部の光の挙動に関する基本関係式を導出する。まず、時間波形（時間分解計測に対応）に関するものは、

$$J(\mu_s', \mu_a, t) = B_0 A(\mu_s', t) \exp(-\mu_a c t) \quad \dots (3)$$

$$\ln [J(\mu_s', \mu_a, t)] = -\mu_a c t + \ln [B_0 A(\mu_s', t)] \quad \dots (4)$$

$$(\partial / \partial \mu_a) J(\mu_s', \mu_a, t) = c t B_0 A(\mu_s', t) \exp(-\mu_a c t) \quad \dots (5)$$

$$(\partial / \partial \mu_a) \ln [J(\mu_s', \mu_a, t)] = -c t \quad \dots (6)$$

である。ただし、(3)式は(2)式を書き換えたものである。

【0031】以上の4個の式のうち、生体内のヘモグロビン濃度の定量などには、(3)又は(4)式が便利である。つまり、散乱係数が等しいか又は等しいと見做せる2つの波長の光で計測し、 $\ln J(\mu_s', \mu_a, t)$ を得て、2つの波長に対する $\ln J$ の値の比を取って、散乱の影響を除去することができる。

$$I(\mu_s', \mu_a) = B_0 \int_0^{\infty} A(\mu_s', t) \exp(-\mu_a c t) dt \\ = B_0 F[A(\mu_s', t)] \quad \dots (7)$$

【0034】

$$\ln [I(\mu_s', \mu_a)] = \ln B_0 + \ln [F[A(\mu_s', t)]] \quad \dots (8)$$

$$(\partial / \partial \mu_a) I(\mu_s', \mu_a) = -B_0 c F[t A(\mu_s', t)] \quad \dots (9)$$

$$(\partial / \partial \mu_a) \ln [I(\mu_s', \mu_a)] = -c F[t A(\mu_s', t)] / F[A(\mu_s', t)] \\ = -c \langle t \rangle = -\langle L(\mu_a) \rangle \quad \dots (10)$$

上記の(10)式に示す $\langle L(\mu_a) \rangle$ は(3)式に示す $J(\mu_s', \mu_a, t)$ の分布の加重平均 $c \langle t \rangle$ に等しく、重心、平均飛行距離または平均光路長とよばれる。

【0035】この平均飛行距離 $\langle L(\mu_a) \rangle$ は、検出信号の時間分解波形 $J(\mu_s', \mu_a, t)$ を演算して算出することができる。また、別の方法、例えば変調光入射に対する光検出信号の位相遅れから計算することもできる。この平均飛行距離 $\langle L(\mu_a) \rangle$ は、光検出信

$$D = 1 / (3 \mu_s') = 1 / [3(1-g) \mu_s] \quad \dots (11)$$

である。

【0037】以上のような知見は、本願の発明者らが初めて開示したものである。また、これらの結果やこれらから演繹されることは、本願の発明者らが知る限り、現在までに経験的に得られた事実や知見と矛盾するものはない。

$$\ln I(\mu_s', \mu_a) = - \int_0^{\mu_a} \langle L(\mu_a) \rangle d\mu_a + \ln B_0 + C_0 \\ = -G(\mu_a) + \ln B_0 + C_0 \quad \dots (12)$$

【0040】が得られる。ただし、 C_0 は積分定数であ

【0032】また、検出光量 I は上記の $J(\mu_s', \mu_a, t)$ を時間積分したものであるから、検出光量 I (時間積分値、CW計測に対応)に関する次の基本関係式が得られる。ただし、以下では、 $A(\mu_s', t)$ のラプラス変換($s = c \mu_a$)を $F[A(\mu_s', t)]$ で表す。

【0033】

【数1】

号全体を利用して求められる量、つまり積分形の量であるから、高い信号対雑音比(S/N)が得られる。なお、一般に平均飛行距離 $\langle L(\mu_a) \rangle$ は μ_a に依存する。

【0036】以上のことは、モンテカルロシミュレーションでも確認されている。また、以上のことから、光拡散方程式を利用する場合には、従来の拡散定数から吸収係数を取り除いた新たな拡散定数 D を定義して用いるのが妥当であることが示される。つまり、

【0038】そこで、本願の発明では、さらに上記の知見、例えば、(10)式を次のように展開する。まず、

(10)式から、

【0039】

【数2】

り、また、

【0041】

【数3】

$$G(\mu_a) = \int_0^{\mu_a} <L(\mu_a)> d\mu_a \quad \dots\dots (13)$$

【0042】である。

【0043】いま、散乱吸収体に1種類の吸収成分が含まれ、波長 λ_1 と λ_2 の光に対する吸収成分の単位濃度

$$V(\varepsilon_1 - \varepsilon_2) = (\mu_{a1} - \mu_{a2}) \quad \dots\dots (14)$$

となる。ただし、 μ_{a1} と μ_{a2} は、波長 λ_1 と λ_2 における吸収成分の吸収係数である。

【0044】したがって、波長 λ_1 （入射光強度 B_1 ）と波長 λ_2 （入射光強度 B_2 ）の入射光に対して、平均飛行距離 $<L_1(\lambda_1)>$ と $<L_1(\lambda_2)>$ 、およ

当たりの吸収係数を、それぞれ ε_1 、 ε_2 とすれば、吸収成分の濃度 V は、

び、光量 $I_1(\lambda_1) = I_1(\mu_{a1})$ と $I_1(\lambda_2) = I_1(\mu_{a2})$ を検出するものとすれば、

【0045】

【数4】

$$\begin{aligned} \ln \frac{I_1(\mu_{a1})}{I_1(\mu_{a2})} &= G_1(\mu_{a2}) - G_1(\mu_{a1}) + \ln \frac{B_1}{B_2} \\ &= \int_{\mu_{a1}}^{\mu_{a2}} L_1(\mu_a) d\mu_a + \ln \frac{B_1}{B_2} \quad \dots\dots (15) \end{aligned}$$

【0046】となる。したがって、平均値定理により、

$$\begin{aligned} \ln [I_1(\lambda_1) / I_1(\lambda_2)] \\ = (\mu_{a2} - \mu_{a1}) L_1(\xi) + \ln [B_1 / B_2] \quad \dots\dots (16) \end{aligned}$$

なる ξ が存在する。ただし、 $\mu_{a1} \leq \xi \leq \mu_{a2}$ または $\mu_{a1} \geq \xi \geq \mu_{a2}$ である。

$$L_1(\xi) = p <L_1(\lambda_1)> + (1-p) <L_1(\lambda_2)> \quad \dots\dots (17)$$

と表すことができる。ただし、 p は $0 \leq p \leq 1$ を満足する適宜の値である。

【0047】他方、この $L_1(\xi)$ は、平均飛行距離 $<L_1(\lambda_1)>$ と $<L_1(\lambda_2)>$ を用いて、

【0048】したがって、 $B_1 = B_2$ であれば、吸収成分の濃度 V は、

$$\begin{aligned} V &= (\varepsilon_2 - \varepsilon_1)^{-1} [L_1(\xi)]^{-1} \\ &\quad \times \ln [I_1(\lambda_1) / I_1(\lambda_2)] \\ &= (\varepsilon_2 - \varepsilon_1)^{-1} \\ &\quad \times [p <L_1(\lambda_1)> + (1-p) <L_1(\lambda_2)>]^{-1} \\ &\quad \times \ln [I_1(\lambda_1) / I_1(\lambda_2)] \quad \dots\dots (18) \end{aligned}$$

となる。

【0049】ここで、 ε_2 と ε_1 は既知数であるから、計測によって得られる値、つまり平均飛行距離 $<L_1(\lambda_1)>$ と $<L_1(\lambda_2)>$ 、光量 $\ln I_1(\lambda_1)$ と $\ln I_1(\lambda_2)$ 、および経験的に定める

$$L(\xi) = (1/2) [<L_1(\lambda_1)> + <L_1(\lambda_2)>] \quad \dots\dots (19)$$

とすることで、十分な計測精度が得られる。

【0051】さらに一般的に、 $B_1 \neq B_2$ のときは、波長 λ_1 （入射光強度 B_1 ）と波長 λ_2 （入射光強度 B_2 ）の入射光に対して、光検出位置 r_1 と r_2 で、そ

ことができる p の値から、特定吸収成分の濃度 V を演算することができる。

【0050】なお、実際の計測では、 $p = 1/2$ として、 $L(\xi)$ に $<L_1(\lambda_1)>$ と $<L_1(\lambda_2)>$ の平均値を用いて、

それぞれ平均飛行距離 $<L_1(\lambda_1)>$ 、 $<L_1(\lambda_2)>$ 、 $<L_2(\lambda_1)>$ 、 $<L_2(\lambda_2)>$ 、及び光量 $I_1(\lambda_1)$ 、 $I_1(\lambda_2)$ 、 $I_2(\lambda_1)$ 、 $I_2(\lambda_2)$ を検出するものとすれば、

$$\begin{aligned} V &= (\varepsilon_2 - \varepsilon_1)^{-1} [L_1(\xi_1) - L_2(\xi_2)]^{-1} \\ &\quad \times \ln \{ [I_1(\lambda_1) I_2(\lambda_2)] \\ &\quad \quad / [I_1(\lambda_2) I_2(\lambda_1)] \} \\ &= (\varepsilon_2 - \varepsilon_1)^{-1} \\ &\quad \times [p <L_1(\lambda_1)> + (1-p) <L_1(\lambda_2)> \\ &\quad \quad - q <L_2(\lambda_1)> - (1-q) <L_2(\lambda_2)>]^{-1} \\ &\quad \times \ln \{ [I_1(\lambda_1) I_2(\lambda_2)] \} \end{aligned}$$

$$\sqrt{[I_1(\lambda_2) I_2(\lambda_1)]}$$

… (20)

として、吸収成分の濃度 V を演算することができる。ただし、 p は $0 \leq p \leq 1$ 、 q は $0 \leq q \leq 1$ を満足する適宜の値である。

【0052】この場合にも、前記と同様にして、 ε_2 と ε_1 が既知数であるから、計測によって得られる値、つまり平均飛行距離 $\langle L_1(\lambda_1) \rangle$ 、 $\langle L_1(\lambda_2) \rangle$

$$\begin{aligned} & L_1(\varepsilon_1) - L_2(\varepsilon_2) \\ &= (1/2) [\langle L_1(\lambda_1) \rangle + \langle L_1(\lambda_2) \rangle \\ & \quad - \langle L_2(\lambda_1) \rangle - \langle L_2(\lambda_2) \rangle] \quad \dots (21) \end{aligned}$$

として、十分な計測精度を得ることができる。

【0054】なお、散乱吸収体に2種類の吸収成分が含まれる場合には、3種類の波長の光を使用すればよい。つまり、2種類の散乱吸収体の濃度を V_1 、 V_2 とすれば、(18)または(20)式と同様にして、 V_1 と V_2 に関する2連の式が成立する。したがって、この連立方程式を解いて V_1 と V_2 を求めることができる。さらに一般的に、散乱吸収体に m 種類の吸収成分が含まれる場合には、 $(m+1)$ 種類の波長の光を使用すれば、 m 種類の吸収成分の濃度を計測することができる。

【0055】例えば、図3は酸化、還元ヘモグロビンと酸化、還元ミオグロビンの吸収スペクトルを示す。脳の中のヘモグロビンでは、酸化、還元成分の比率などを計測することが重要である。この場合には、酸化、還元に対して吸収係数の差が大きい波長の光、つまり700nmから1.2 μ mの波長の光を利用して、上述の原理による計測を行うことができる。

【0056】なお、上記では異なる波長の光に対する散乱成分の散乱係数は同一または差があっても極めて小さいものと見做した。実際の生体資料などでは、その差が無視できる程度に十分小さくなるように波長を選択することができる。

【0057】以上から、形状の異なる種々の散乱吸収体に対して、特定吸収成分の濃度を計測する方法が明らかになった。以下、添付図面を参照して本願の発明の実施例を説明する。以下、図面の説明においては、同一の要素には同一の符号を付し、重複する説明を省略する。

【0058】(第1実施例) 図4は本願の発明の第1実施例を示すもので、散乱吸収体20の内部の吸収成分の濃度を計測する方法及び装置の構成を示す。この構成では、2種類の波長の光(λ_1 、 λ_2)と2種類の光検出距離(r_1 、 r_2)に対応して8個のパラメータ値が得られるから、先に述べた(20)式によって、吸収成分の濃度を計測することができる。

【0059】光源2はレーザーダイオードなどを使用し、異なる波長 λ_1 と λ_2 のパルス光を発生する。このパルス光の時間幅は、光検出信号から平均飛行距離が導出できる程度に短いものであればよく、普通は10ps～100ns程度の範囲で自由に選べる。また、光の波

$\langle L_2(\lambda_1) \rangle$ 、 $\langle L_2(\lambda_2) \rangle$ 、光量 $\ln I_1(\lambda_1)$ 、 $\ln I_1(\lambda_2)$ 、 $\ln I_2(\lambda_1)$ 、 $\ln I_2(\lambda_2)$ 、および経験的に定めることができる p 、 q の値から、特定吸収成分の濃度 V を算出することができる。

【0053】さらに、この場合にも、

長は計測対象に応じて適宜に選ぶ必要がある。一般に生体では、ヘモグロビンなどの吸収の関係から700nm以上の光がよく使用される。光源には、レーザーダイオードの他に、発光ダイオード、HeNeレーザーなどを使用することができる。

【0060】光源2からのパルス光は波長選択器4で波長選択され、光ガイド6を通して計測対象である散乱吸収体20の表面に入射する。この場合、2種類の波長のパルス光を同時に入射する方法としてもよく、このときには波長選択器4は省略される。

【0061】光ガイド6と散乱吸収体20の間の空間は、図4の実施例では微小になっている。しかし実際にはこれを大きくして、この空間に散乱吸収体20とほぼ等しい屈折率と散乱係数をもつ液体やゼリー状物体(以下、インターフェイス材と呼ぶ)を満たしておいてもよい。つまり、光はこのインターフェイス材の中を拡散伝搬して計測対象に入射するから何ら問題は生じない。また散乱吸収体の表面反射が問題になるときは、インターフェイス材を適宜に選択することによって、表面反射などの影響を低減することができる。

【0062】散乱吸収体の内部を拡散伝搬した光は、前記光入射位置から距離 r_1 および r_2 の位置に置いた光ガイド8および9で受光される。ここでも前記と同様の理由によって、インターフェイス材を使用してもよい。

【0063】第1の光検出器12および第2の光検出器13は、前記光信号を電気信号に変換し、必要に応じて増幅し、それぞれ光検出信号を出力する。光検出器12および13は、光電子増倍管の他に、光電管、フォトダイオード、アバランシェフォトダイオード、PINフォトダイオードなどを使用することができる。光検出器の選択に際しては、所定波長の光を検出する分光感度特性と必要な時間応答速度を持っていればよい。また、光信号が微弱であるときは、高利得の光検出器を使用する。さらには、光子を計数する時間相関光子係数法を用いてもよい。光検出器の受光面以外の場所は、光を吸収あるいは遮光する構造にしておくことが望ましい。また、前述したように散乱吸収体に2種類の波長のパルス光を同時に入射する場合には、光検出器12と散乱吸収体20との間、および光検出器13と散乱吸収体20との間の

適宜の波長選択フィルタ（図示せず）を入れる。

【0064】パラメータ検出部15は、前記のそれぞれの光検出信号から、光量と平均飛行距離を検出する。光量は光検出信号の時間積分値であるから、光検出信号を積分することによって容易に得られる。また、平均飛行距離は光検出信号の時間波形の加重平均であるから、光検出信号の時間波形から、例えば、前出の(10)式、あるいはこれと等価な演算を実行することによって容易に得られる。この場合、パラメータ検出部は必要に応じて、光源2の光パルス発生に同期した信号を利用する。

【0065】演算処理部16は、前記パラメータ検出部で得られた8個のパラメータ値、つまり波長 λ_1 と λ_2 のパルス光入射に対する位置 r_1 での光量 $I_1(\lambda_1)$ 、 $I_1(\lambda_2)$ と平均飛行距離 $<L_1(\lambda_1)>$ と $<L_1(\lambda_2)>$ 、および位置 r_2 での光量 $I_2(\lambda_1)$ 、 $I_2(\lambda_2)$ と平均飛行距離 $<L_2(\lambda_1)>$ 、 $<L_2(\lambda_2)>$ を用いて、前出の(20)式に基づいて、吸収成分の濃度 V を演算する。このとき、経験的に定めることができる定数 p と q を用いる。また実際の計測では、 $p=q=1/2$ として、十分な精度が得られる。これらの演算処理は、演算処理部に組み込んだマイクロコンピュータなどで高速に実行される。

【0066】なお、波長 λ_1 と λ_2 のパルス光の散乱吸収体20への入射光強度が等しいか、又はこれらが等しくなるように制御できる場合には、第2の光検出器13を省略することができる。この場合、パラメータ検出部15で得られるパラメータは4個、つまり波長が λ_1 と λ_2 のパルス光入射に対する位置 r_1 での光量 $I_1(\lambda_1)$ 、 $I_1(\lambda_2)$ と平均飛行距離 $<L_1(\lambda_1)>$ 、 $<L_1(\lambda_2)>$ である。したがって、演算処理部16では、これらのパラメータ値を用いて、前出の(18)式に基づいて吸収成分の濃度 V を演算する。このとき、経験的に定めることができる定数 p を用いるが、実際の計測では、 $p=1/2$ として、十分な精度が得られる。これらの演算処理は、演算処理部に組み込んだマイクロコンピュータなどで高速に実行される。

【0067】上記では、一箇所から光を入射し、他の2箇所から光検出する方法について説明した。しかし実際には、2箇所から波長の異なる光を入射し、他の点で光を並列あるいは時分割で検出してもよいことは明らかである。

【0068】また、前述したように、上記の実施例では、異なる波長の光を含む光を入射する方法と、異なる波長の光を時分割で入射させて使用する方法とがある。前者の場合には、異なる波長の光を同軸状のビームにして、光入射位置の直前に設けた波長選択フィルタで波長選択する方法、あるいはそのまま散乱吸収体に入射して、光検出器の直前に設けた波長選択フィルタで波長選択する方法、さらにはそれぞれの検出光を2つに分岐し

て波長選択して合計4個の光検出器で並列に検出する方法などがある。また後者では、光源側にミラーを用いた光ビーム切り換え器、ファルターを用いた波長切り換え器、光スイッチを用いた光切り換え器などを利用することができる。

【0069】散乱吸収体に光を入射する手段は、図4に示した光ガイドの代わりに、集光レンズによる方法（図5(a)）、光ファイバーを用いる方法（図5(b)）、ピンボールを利用する方法（図5(c)）、胃カメラのように体内から光を入射する方法（図5(d)）などがある。また、太いビーム状の光を散乱吸収体に入射してもよい。この場合には、複数のスポット状光源が並んでいると考えればよい。

【0070】散乱吸収体の内部を拡散伝搬した光を検出する手段としては、図4に示した光ガイドを用いる方法以外に、直接検出する方法（図6(a)）、光ファイバーを用いる方法（図6(b)）、レンズを用いる方法（図6(c)）などがある。

【0071】以上の第1実施例で、3種類の波長の光を使用すれば、2種類の吸収成分が含まれた散乱吸収体のそれぞれの吸収成分の濃度、あるいは多種の吸収成分が含まれた散乱吸収体の1種類の吸収成分の濃度と、他の吸収成分の合計の濃度などを計測することができる。例えば、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンは、前出の図3に示したように、波長によって吸収係数が異なる。したがって、適宜に選択した3種類の波長の光を使用することによって、これらの濃度、さらには酸化飽和度などを計測することができる。一般的には、 $(m+1)$ 種類の波長の光を使用して、 m 種類の吸収成分のそれぞれの濃度を計測することができる。また、 $(m+1)$ 種類より多くの波長の光を使用して、計測精度を向上させることもできる。

【0072】また、異なる時間に上記の計測を行なえば、吸収成分の濃度の時間変化を計測することができる。さらに、散乱吸収体に対する光の入射位置と光検出位置とを同期して走査（図示せず）させて、散乱吸収体の各部の吸収成分の濃度を計測すれば、濃度の空間分布の計測ができる。前記演算処理部16は、このようにして得た吸収成分の濃度情報を記憶する機能を持ち、表示記録手段18はこれらを表示あるいは記録するものである。

【0073】これらの演算処理は、メモリ、ディスプレイなどを備えるコンピュータ装置によって高速に行うことができる。

【0074】（第2実施例）図7は、本願の発明の第2実施例を示すもので、人体頭部などの散乱吸収体30の内部の酸化ヘモグロビンの濃度あるいはヘモグロビンの酸化飽和度（酸化ヘモグロビンの濃度とヘモグロビン全体の濃度との比）を計測、あるいはモニタリングする方法及び装置構成を示す。この実施例では、3種類の波長

(λ_1 、 λ_2 、 λ_3)の光と、2種類の光検出距離(r_1 、 r_2)を用いて、得られる12個のパラメータ値を、先に述べた(20)式に基づく3連の式からなる連立方程式に代入し、酸化ヘモグロビン濃度およびヘモグロビンの酸化飽和度などを計測することができる。

【0075】取り付け用のバンドをもつ容器26は、針巻きのように頭部30に装着される。この実施例に示す装置は、3種類の所定波長 λ_1 、 λ_2 および λ_3 の光を使用し、その動作は第1の実施例の装置とほぼ同じである。また、図8は、前出の図7に示した装置構成の一部、つまり容器26の内部の詳細を示す。

【0076】図8で、光源2からの所定波長 λ_1 、 λ_2 および λ_3 のパルス光は、波長選択器4で波長選択され、光ガイド6を通して頭部30に入射される。この際、3種類の波長は、前出の図3に示したヘモグロビンの吸収スペクトルを参照して、適宜に選ばれる。

【0077】頭部内を拡散伝搬した光は、前記光入射位置から距離 r_1 と r_2 の位置に置いた光ガイド8と9で受光され、第1の光検出器12と第2の光検出器13で電気信号に変換、また必要に応じて増幅される。ここで得られる信号は、3種類の波長と2種類の光検出距離に対する信号である。電源や種々の信号などは、容器26に付けたコネクタ28を介して、信号ケーブル32で外部機器34に接続される。外部機器34の中のパラメータ検出部(図示せず)では、3種類の波長と2種類の光検出距離に対するそれぞれの光量と飛行距離、つまり12個のパラメータが得られる。

【0078】このとき、波長 λ_1 と λ_2 で得られる信号、波長 λ_1 と λ_3 で得られる信号に対して、前出の(20)式と同様の2連の関係が成立する。したがって、第1の実施例と同様にして、酸化ヘモグロビンの濃度 V_1 、還元ヘモグロビンの濃度 V_2 およびヘモグロビンの酸素飽和度 $V_1'/(V_1 + V_2)$ を演算処理部(図示せず)演算処理することができ、必要に応じて出力、表示することもできる。なお、これらの演算処理は、演算処理部に内蔵された、コンピュータなどで高速に実行される。また上記で、容器26の中で、信号を電波や光信号に交換して、信号ケーブルを介さないで外部機器34に伝送することもできる。

【0079】以上の場合、光源、光入射部、光検出手段などは、第1の実施例で説明したものが利用できる。また、人体頭部などでは、表面反射や光ガイドと頭部間の隙間などが問題になることがある。この場合には、前述したインターフェース材を利用するとよい。この場合には、図7に示した光ガイドを省略して、頭部と波長選択器4との間、および頭部と光検出器12および13との間に、計測対象とほぼ同一の散乱係数と吸収係数をもつインターフェース材を使用する。

【0080】このような装置は、脳内の計測以外に、例えばマラソン中の人の脚の筋肉中の酸化ヘモグロビン濃

度の計測あるいはモニタリングなどに使用することができ。

【0081】(第3実施例)図9は、本願の発明の第3実施例を示すもので、正弦波変調光を用いて散乱吸収体20の内部の吸収成分の濃度を計測する方法及び装置の構成を示す。この実施例では、透過型の配置を計測に利用し、2種類の波長(λ_1 、 λ_2)の変調光を入射し、2種類の光検出距離(r_1 と r_2)の位置で光検出し、得られるパラメータ値を、先に述べた(20)式に代入して、吸収成分の濃度を計測する。

【0082】変調光源21で発生した波長 λ_1 と λ_2 、所定角周波数 ω の正弦波変調光は、波長選択器4を介して、光入射部5に導かれ、散乱吸収体20に入射される。ここで、光入射部は前出の図5(a)に示した方法、つまりレンズを利用しているが、他の方法を用いてもよい。

【0083】所定角周波数の正弦波変調光は、図10(a)に示すようにレーザーダイオードの電流変調によって発生させる。また、正弦波変調光は、図10(b)や(c)に示すように、2台のCWレーザーのビート、あるいは光変調器を利用して発生させることもできる。

【0084】光入射部5を介して散乱吸収体20に入射された正弦波変調光は、内部を拡散伝搬し、その一部が第1の受光部10および第2の受光部11に入射する。ここでは、受光部として前出の図6(c)に示す方法を用いている。受光部10および11に入射した光は、それぞれ光検出器12と13で電気信号に変換され、その信号は必要に応じて増幅される。この場合、光入射点と受光点の距離は r_1 と r_2 である。

【0085】信号処理制御部36は、光源の制御および前記光検出信号の演算処理などを行い、散乱吸収体20の内部の吸収成分の濃度 V を出力するとともに、必要に応じてそれらを表示・記録する。

【0086】図11は、前記光検出信号に対する演算処理を実行する部分の具体的な構成例を示す。光検出器12と13からの光検出信号は、信号抽出部に導かれ、それぞれの光検出信号から角周波数成分が所定の値 ω である信号のみが抽出される。この所定の角周波数 ω の信号は、散乱吸収体20の内部を拡散伝搬した所定角周波数 ω の光子密度波である。つぎに、パラメータ検出部は、所定角周波数 ω の信号の振幅 M と位相遅れ ϕ を検出する。

【0087】以上のような散乱吸収体内部の変調光の挙動は、(3)式～(10)式をフーリエ変換したもので表される。このとき、所定波長 λ_1 と λ_2 に対して検出距離 r_1 で検出した上記所定角周波数 ω の信号の振幅の比、つまり $M_1(\lambda_1)/M_1(\lambda_2)$ は、前出の(20)式に用いられる光量 $I_1(\lambda_1)$ と $I_1(\lambda_2)$ を用いて、

$$M_1(\lambda_1)/M_1(\lambda_2) = I_1(\lambda_1)/I_1(\lambda_2) \dots (22)$$

と表される。したがって、(18)式や(20)式の光量比は、上記振幅の比に等しい。

【0088】また、各周波数 ω が媒体中の光速度と吸収係数の積に比べて十分に小さいとき、つまり $\omega < c\mu_a$ のとき、位相遅れ ϕ は前述した平均飛行距離 $<L(\mu_a)>$ に比例する。

【0089】例えば、図9に示した透過型の計測の場合の位相遅れ ϕ は、

$$\phi(r, \omega) = \omega c^{-1} <L(\mu_a)>$$

である、したがって、平均飛行距離 $<L(\mu_a)>$ は、既知の値である ω と c 、および計測値 ϕ から簡単に求めることができる。なお、このような関係は、半空間反射型計測の場合にも成立する。

【0090】以上から、前出の(18)式または(20)式を用いて吸収成分の濃度 V を計算するのに必要な計測値パラメータ、すなわち波長 λ_1 と λ_2 の入射光に対する光検出距離 r_1 と r_2 での光量比 $I_1(\lambda_1)/I_1(\lambda_2)$ 、 $I_2(\lambda_1)/I_2(\lambda_2)$ 、および、平均飛行距離 $<L_1(\lambda_1)>$ と $<L_1(\lambda_2)>$ 、 $<L_2(\lambda_1)>$ と $<L_2(\lambda_2)>$ が求められる。このとき、第1実施例と同様に、経験的に定めることができる定数 p と q を用いるが、実際の計測では、 $p=q=1/2$ として、十分な精度が得られる。

【0091】演算処理部16は、上記で求めたパラメータを用いて、前出の(18)式または(20)式で表される演算を実行して、吸収成分の濃度 V を出力する。また、必要に応じて、この濃度値は表示、記録される。なお、以上のような演算は、通常、メモリ、ディスプレイなどを備えたコンピュータ装置によって高速に実行される。

【0092】なお、信号抽出部14とパラメータ検出部15には、市販のロックインアンプを利用することもできる。ロックインアンプでは、光検出信号から所定の周波数成分 ω の信号を抽出して、その信号の振幅 M と位相遅れ ϕ を検出することができる。このとき、前記変調光に同期した角周波数 ω の信号を参照信号として利用する。

【0093】また上記の場合、光検出器12および13からの光検出信号の直流成分 m_{dc} は、 $\omega=0$ としたときの値であり、(18)式および(20)式の光量 I に相当する。このような、直流成分 m_{dc} は、低域通過フィルターを用いて簡単に抽出することができる。したがって、上記の第3実施例では、所定の角周波数 ω の信号の振幅の代わりに、所定の波長に対して検出距離 r_1 と r_2 の位置で検出した直流成分 m_{dc} を用いてもよい。

【0094】さらに、当然ではあるが上記の計測を異なる時間に行えば、吸収成分の濃度の時間変化を計測することができる。また、上記の構成で、散乱吸収体20に対して光入射位置と光検出位置を同期して相対的に走査

させれば(図示せず)、吸収成分の濃度の空間分布を計測することができる。このとき、複数チャンネルの光検出系を利用することもできる。

【0095】また、3種類の所定波長の光を利用すれば、2種類の吸収成分が含まれた散乱吸収体のそれぞれの吸収成分の濃度、あるいは多種の吸収成分が含まれた散乱吸収体の1種類の吸収成分の濃度と、他の吸収成分の合計の濃度などを計測することができる。より一般的には、 $(m+1)$ 種類の波長の光を使用して、 m 種類の吸収成分のそれぞれの濃度を計測することができる。また、 $(m+1)$ 種類より多くの波長の光を使用して、計測精度を向上させることもできる。

【0096】以上のような演算は、通常、メモリ、ディスプレイなどを備えたコンピュータ装置によって高速に実行される。

【0097】(第4実施例) 本実施例は、第3実施例で光源が発生する波長 λ_1 と λ_2 の所定の周波数の正弦波変調光を、任意の波形の所定の繰り返し周波数の変調光としたものである。つまり、第3実施例では、所定角周波数の正弦波変調光を利用したが、変調光は所定の周波数成分を含む物であれば、どんな波形のものであっても、その中に含まれる特定の周波数成分に対して、第3実施例の手法をそのまま適用することができる。例えば、繰り返しパルス光では、繰り返し周波数と同一、およびその整数倍の周波数成分が存在するので、いずれかの周波数成分に対して第3実施例の手法をそのまま適用することができる。所定の繰り返し周波数の変調光に要求される性能は、安定な繰り返し周波数と安定な光強度である。

【0098】

【発明の効果】以上に述べたように、本発明による散乱吸収体の内部の吸収成分の濃度計測方法及び装置によれば、再入射不可能な面からなる任意の形状の散乱吸収体内部の吸収成分の濃度の絶対値計測が可能となる。また、濃度の時間変化や空間分布を計測することができる。さらに、本発明を利用した計測装置では、光信号に対する時間積分形の計測値パラメータを使用するから、光の利用率が高くなり、かつ信号対雑音比が大きくなって高い計測精度が得られる。したがって、脳内酸素量や運動中の人の脚の筋肉の中の酸素量、立ち木などの吸収成分の濃度などのリアルタイム計測が可能になる。

【図面の簡単な説明】

【図1】散乱吸収体内部を伝搬した光の飛跡の説明図である。

【図2】時間分解計測波形の例を示す説明図である。

【図3】各種生体物質の吸収スペクトルを示すグラフである。

【図4】第1実施例の装置の構成図である。

【図5】散乱吸収体への光入射方法を示す説明図であ

る。

【図6】受光方法を示す説明図である。

【図7】第2実施例の装置の構成図である。

【図8】第2実施例の装置の光入射・検出部の構成図である。

【図9】第3実施例の装置の構成図である。

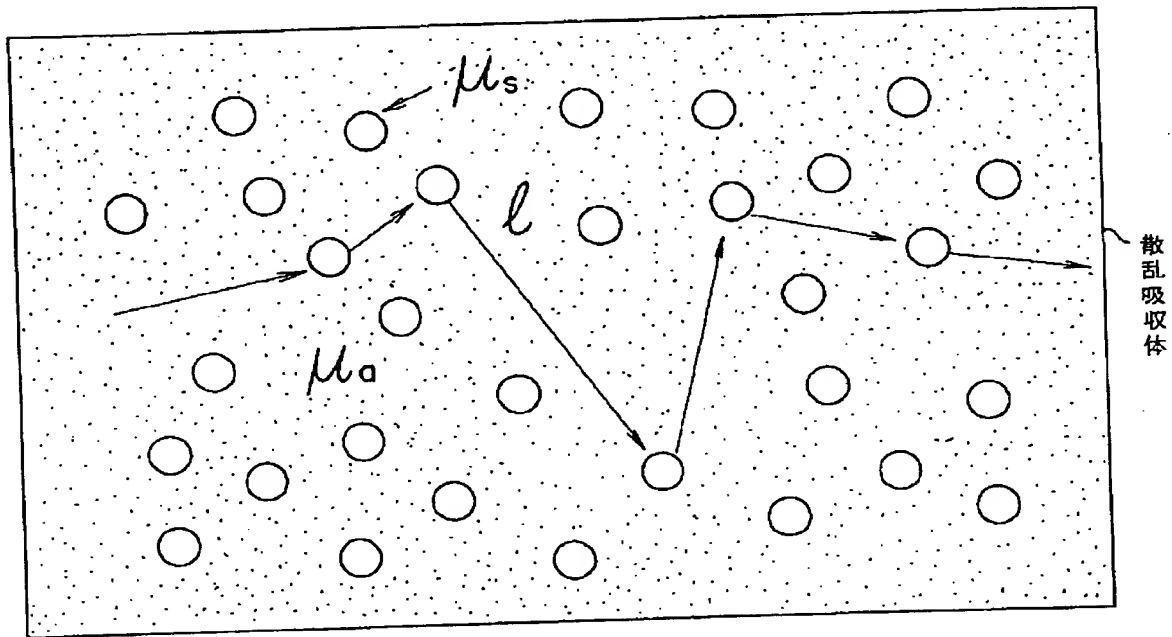
【図10】変調光の発生方法を示す説明図である。

【図11】光検出信号演算処理部の構成図である。

【符号の説明】

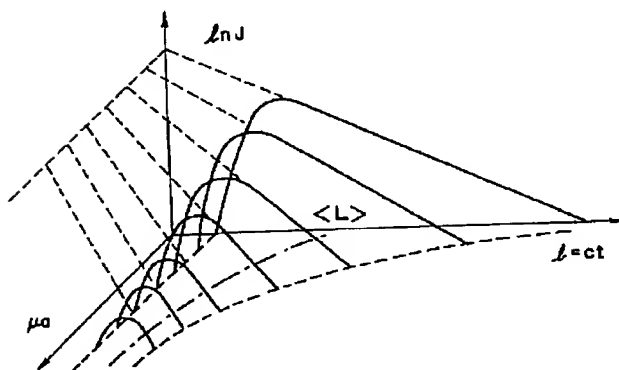
2…光源、4…波長選択器、5…光入射部、6, 8, 9…光ガイド、10, 11…受光部、12, 13…光検出器、14…信号抽出部、15…パラメータ検出部、16…演算処理部、18…表示記録部、20…散乱吸収体、21…変調光源、26…容器、28…コネクタ、30…人体頭部、32…ケーブル、34…外部機器、36…信号処理制御部、38…発振器。

【図1】



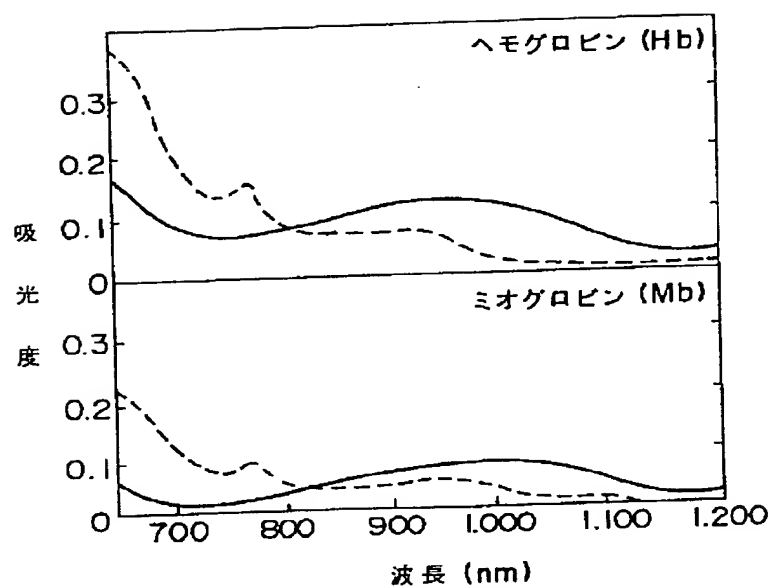
散乱吸収体内部を伝搬した光の飛跡

【図2】



時間分解波長の例

【図3】

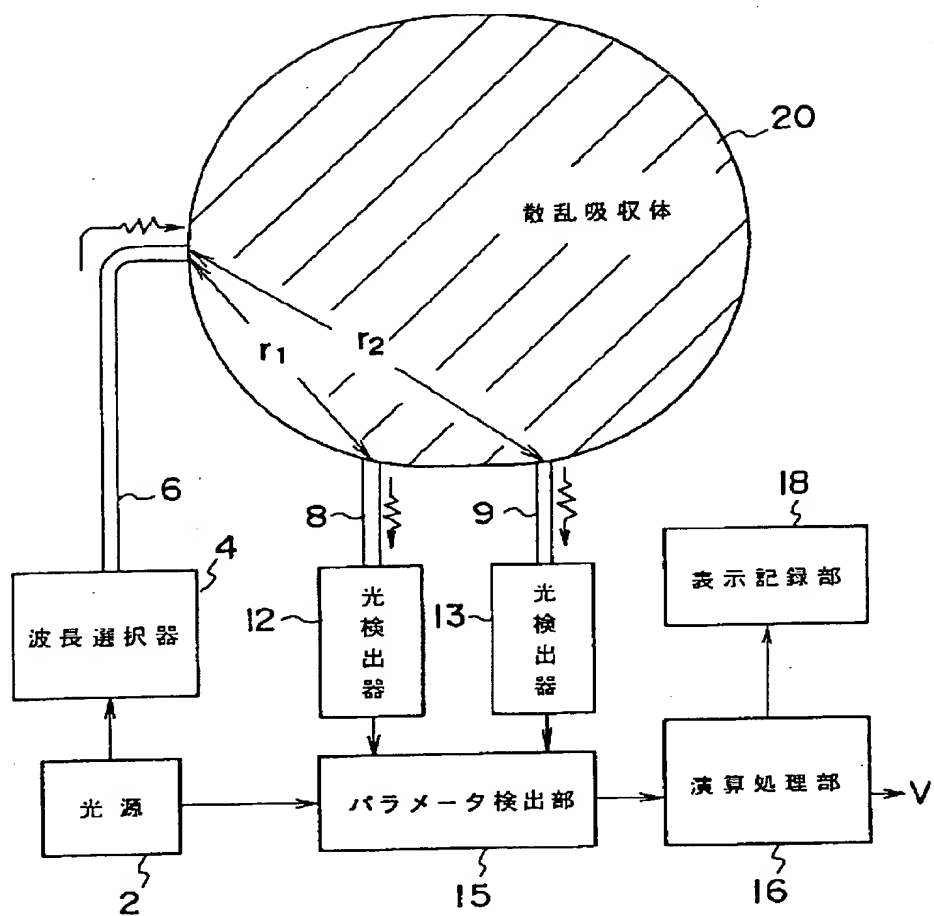


Hb (0.37mM), Mb (0.15mM) の
近赤外吸収スペクトル

絶対スペクトル
実線：酸素化型
点線：脱酸素化型

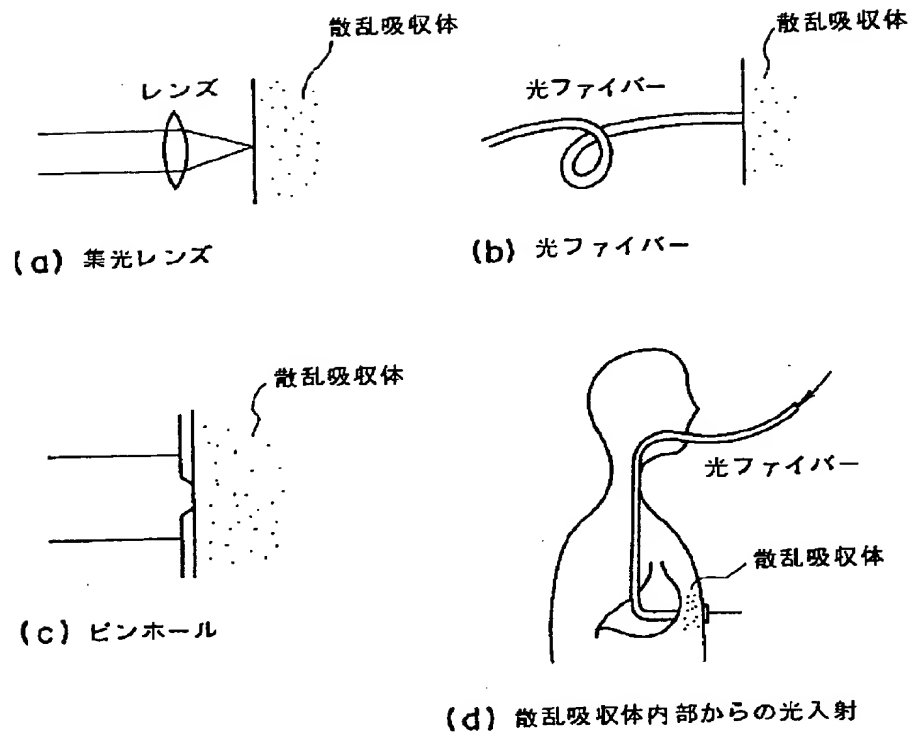
各種の生体物質の吸収スペクトル

【図4】



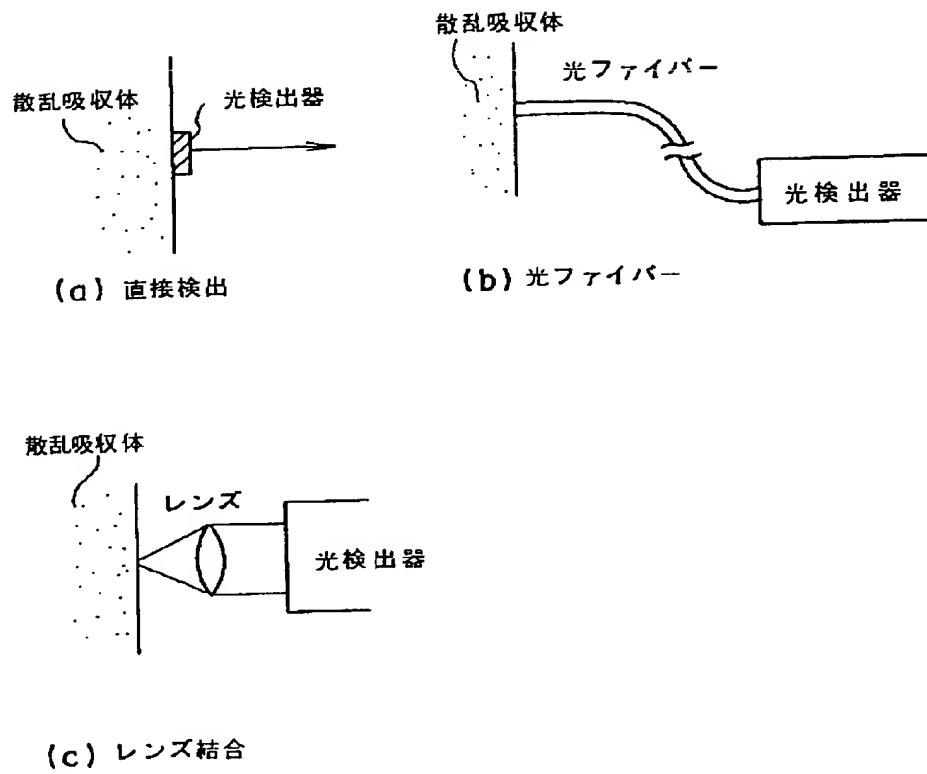
第1実施例の装置の構成

【図5】



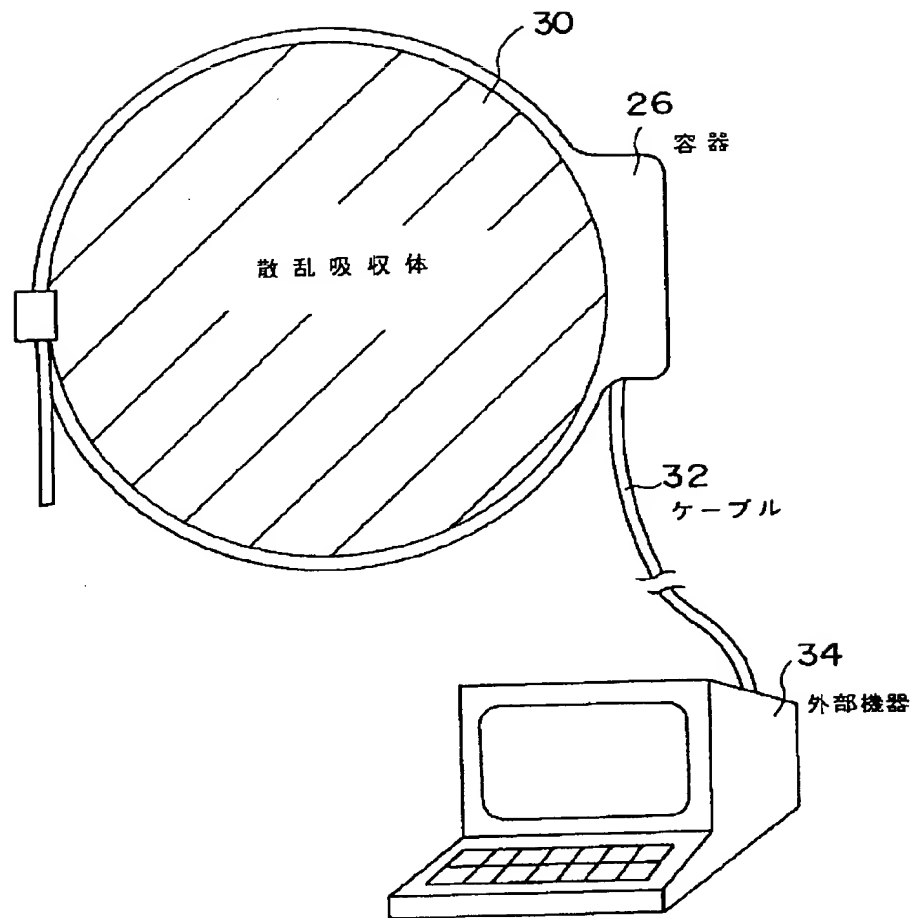
散 乱 吸 収 体 へ の 光 入 射 方 法

【図6】



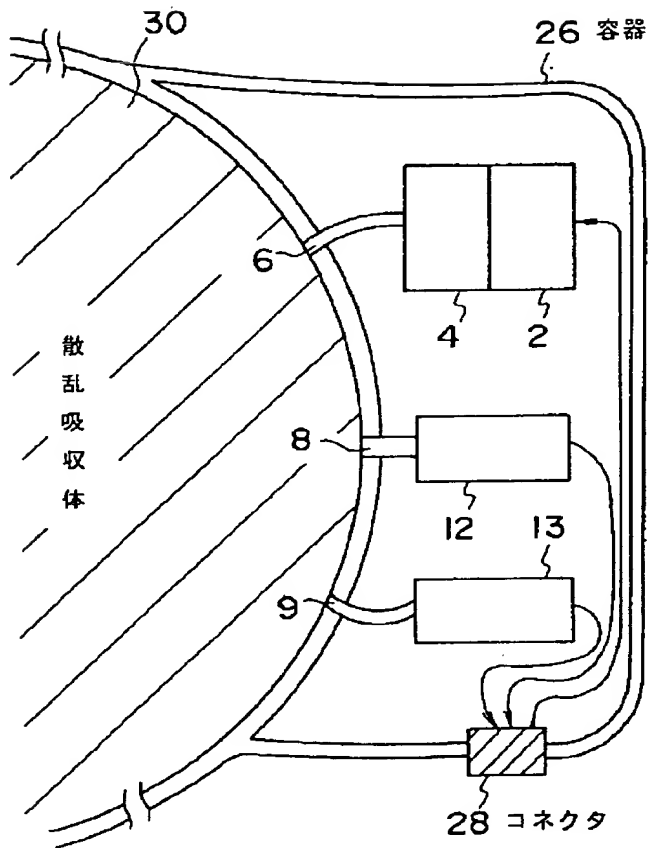
受 光 方 法

【図7】



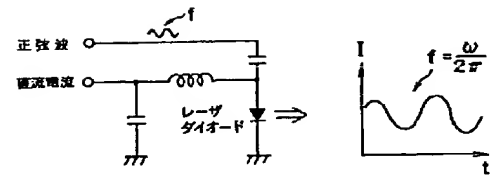
第2実施例の装置の構成

【図8】

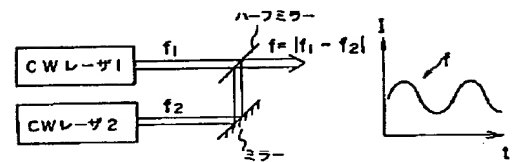
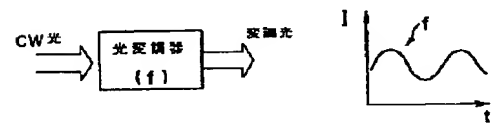


第2実施例の装置の光入射・検出部の構成

【図10】



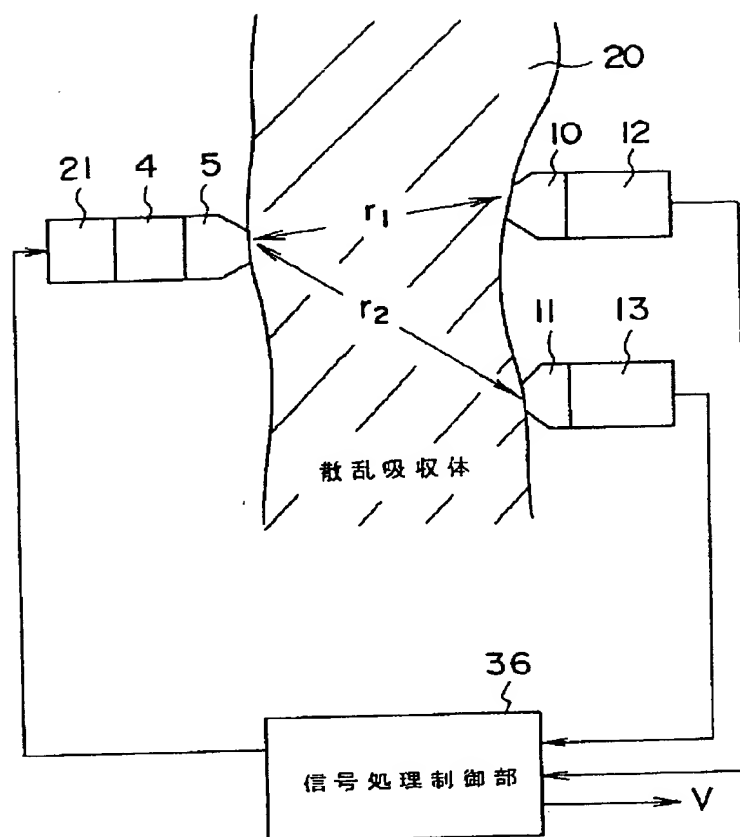
(a) レーザダイオードによる変調光の発生

(b) ビートを利用した変調光の発生
(2台のCWレーザを使用)

(c) 光変調器による変調光の発生

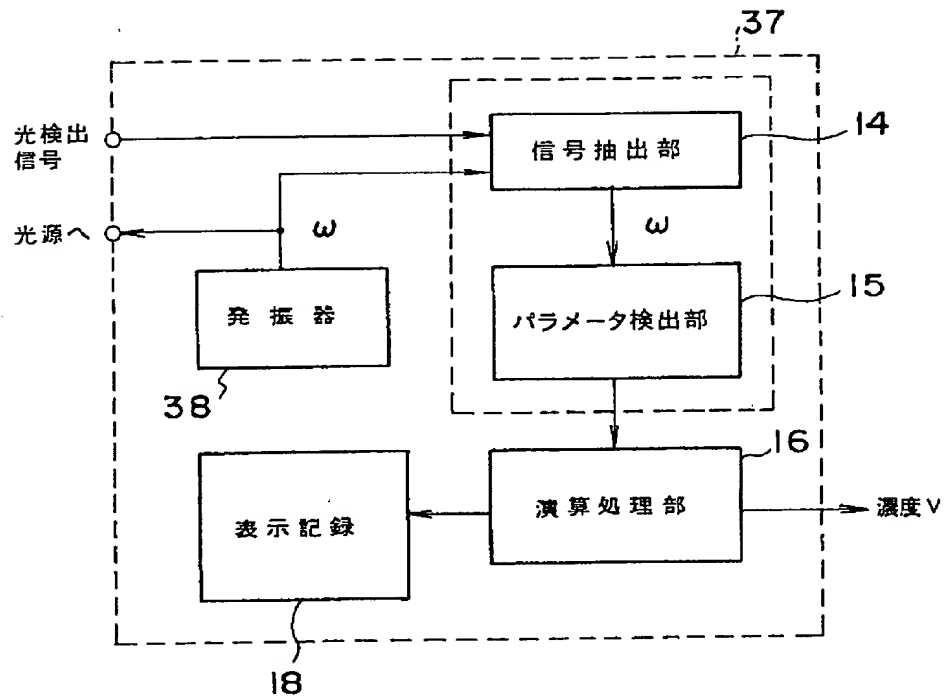
変調光の発生方法

【図9】



第3実施例の装置の構成

【図11】



光検出信号演算処理部の構成

【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載
【部門区分】第6部門第1区分
【発行日】平成9年（1997）5月20日

【公開番号】特開平8-94517
【公開日】平成8年（1996）4月12日
【年通号数】公開特許公報8-946
【出願番号】特願平6-228253
【国際特許分類第6版】

G01N 21/27
21/49

【FI】

G01N 21/27 B 8304-2J
21/49 Z 8304-2J

【手続補正書】

【提出日】平成8年7月23日

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0030

【補正方法】変更

【補正内容】

【0030】つぎに、上記の関係から散乱吸収体内部の光の挙動に関する基本関係式を導出する。まず、時間波形（時間分解計測に対応）に関するものは、

$$J(\mu_s', \mu_a, t) = B_0 A(\mu_s', t) \exp(-\mu_a c t) \quad \dots (3)$$

$$\ln [J(\mu_s', \mu_a, t)] = -\mu_a c t + \ln [B_0 A(\mu_s', t)] \quad \dots (4)$$

$$(\partial / \partial \mu_a) J(\mu_s', \mu_a, t) = -c t B_0 A(\mu_s', t) \exp(-\mu_a c t) \quad \dots (5)$$

$$(\partial / \partial \mu_a) \ln [J(\mu_s', \mu_a, t)] = -c t \quad \dots (6)$$

である。ただし、(3)式は(2)式を書き換えたもの

【補正方法】変更

である。

【補正内容】

【手続補正2】

【0033】

【補正対象書類名】明細書

【数1】

【補正対象項目名】0033

$$\begin{aligned} I(\mu_s', \mu_a) &= B_0 \int_0^{\infty} A(\mu_s', t) \exp(-\mu_a c t) dt \\ &= B_0 F[A(\mu_s', t)] \quad \dots (7) \end{aligned}$$

【手続補正3】

【補正内容】

【補正対象書類名】明細書

【0039】

【補正対象項目名】0039

【数2】

【補正方法】変更

$$\begin{aligned} \ln I(\mu_s', \mu_a) &= - \int_0^{\mu_a} \langle L(\mu_a) \rangle d\mu_a + \ln B_0 + C_0 \\ &= -G(\mu_a) + \ln B_0 + C_0 \quad \dots (12) \end{aligned}$$

【手続補正4】

【補正方法】変更

【補正対象書類名】明細書

【補正内容】

【補正対象項目名】0064

【0064】パラメータ検出部15は、前記のそれぞれ

の光検出信号から、光量と平均飛行距離を検出する。光量は光検出信号の時間積分値であるから、光検出信号を積分することによって容易に得られる。また、平均飛行距離は充分時間幅の短いパルス光入射に対する光検出信号の時間波形の加重平均であるから、光検出信号の時間波形から、例えば、前出の(10)式、あるいはこれと等価な演算を実行することによって容易に得られる。この場合、パラメータ検出部は必要に応じて、光源2の光パルス発生に同期した信号を利用する。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0077

【補正方法】変更

【補正内容】

【0077】頭部内を拡散伝搬した光は、前記光入射位置から距離 r_1 と r_2 の位置に置いた光ガイド8と9で受光され、第1の光検出器12と第2の光検出器13で電気信号に変換、また必要に応じて増幅される。ここで得られる信号は、3種類の波長と2種類の光検出距離に対する信号である。電源や種々の信号などは、容器26に付けたコネクタ28を介して、信号ケーブル32で外部機器34に接続される。外部機器34の中のパラメータ検出部(図示せず)では、3種類の波長と2種類の光検出距離に対するそれぞれの光量と平均飛行距離、つまり12個のパラメータが得られる。

【手続補正6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0079

【補正方法】変更

【補正内容】

【0079】以上の場合、光源、光入射部、光検出手段

などは、第1の実施例で説明したものが利用できる。また、人体頭部などでは、表面反射や光ガイドと頭部間の隙間などが問題になることがある。この場合には、前述したインターフェース材を利用するとよい。この場合には、図8に示した光ガイドを省略して、頭部と波長選択器4との間、および頭部と光検出器12および13との間に、計測対象とほぼ同一の散乱係数と吸収係数をもつインターフェース材を使用する。

【手続補正7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0088

【補正方法】変更

【補正内容】

【0088】また、角周波数 ω が媒体中の光速度と吸収係数の積に比べて十分に小さいとき、つまり $\omega < c\mu_a$ のとき、位相遅れ ϕ は前述した平均飛行距離 $<L(\mu_a)>$ に比例する。

【手続補正8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0089

【補正方法】変更

【補正内容】

【0089】例えば、図9に示した透過型の計測の場合の位相遅れ ϕ は、

$$\phi(r, \omega) = \omega c^{-1} <L(\mu_a)>$$

である、したがって、平均飛行距離 $<L(\mu_a)>$ は、既知の値である ω と c 、および計測値 ϕ から簡単に求めることができる。なお、このような関係は、半空間反射型計測の場合にも成立する。また、角周波数が高い場合には、上記に補正項を加える必要がある。